

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号
特許第5775989号
(P5775989)

(45) 発行日 平成27年9月9日(2015.9.9)

(24) 登録日 平成27年7月10日(2015.7.10)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 18/14 (2006.01)

F I

A 6 1 B 17/39 3 1 7

請求項の数 6 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2015-516355 (P2015-516355)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成26年10月9日 (2014. 10. 9)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2014/077070		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
審査請求日	平成27年3月31日 (2015. 3. 31)	(74) 代理人	100106909
(31) 優先権主張番号	特願2013-212061 (P2013-212061)		弁理士 棚井 澄雄
(32) 優先日	平成25年10月9日 (2013. 10. 9)	(74) 代理人	100064908
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 志賀 正武
早期審査対象出願		(74) 代理人	100094400
			弁理士 鈴木 三義
		(74) 代理人	100086379
			弁理士 高柴 忠夫
		(74) 代理人	100139686
			弁理士 鈴木 史朗
		(74) 代理人	100161702
			弁理士 橋本 宏之
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 内視鏡用高周波処置具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

絶縁性を有する材料で形成されたシースと、
導電性を有する材料で形成され、前記シース内に進退可能に挿通された軸状部材と、
前記シース内に供給された流体を前方に噴出可能な管路が形成され、前記軸状部材の先端部に接続された電極と、
を備え、
前記電極は、接触した組織に通電して処置を行う外周面、および流体の供給時に前記流体に面する前記管路の内周面を有し、
前記外周面の算術平均粗さは、前記内周面の算術平均粗さよりも大きく、かつ、前記内周面の算術平均粗さは、 $0.1\mu\text{m}$ 以下であり、
前記電極は、前記シースの長手軸に沿って前記管路が形成された管状電極であり、
前記電極の先端面の算術平均粗さは、前記内周面の算術平均粗さよりも大きく、かつ、前記外周面の算術平均粗さよりも小さい
内視鏡用高周波処置具。

【請求項 2】

前記電極の前記外周面、前記電極の前記先端面、および前記管路の前記内周面は、前記電極を構成する導電性を有する材料の表面からなり、
前記導電性を有する材料の研磨面である前記内周面の算術平均粗さは、前記外周面の算術平均粗さの6分の1以下である

請求項 1 に記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 3】

前記電極は、

中空に形成された電極本体と、

前記電極本体の内周面に設けられた被覆層と、

を有する

請求項 1 に記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 4】

前記電極は、先端側に位置する大径部、および基端側に位置する小径部を有し、

前記管路は前記小径部を通して前記大径部の先端面に開口し、

前記外周面は、前記小径部の外周上に形成され、

前記大径部の先端に位置する前記先端面の外周縁部は、曲面状に形成される

請求項 2 に記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 5】

前記電極の前記外周面、前記管路の前記内周面、および前記電極の前記先端面がそれぞれ組織と接触する際の摩擦係数において、

前記外周面における摩擦係数は、前記内周面における摩擦係数よりも大きく前記先端面における摩擦係数以上であり、前記外周面は、前記外周面に接触した組織を切開可能に構成されており、

前記先端面における摩擦係数は、前記外周面における摩擦係数以下であり、かつ前記内周面における摩擦係数よりも大きく、前記先端面は、前記組織に接触した状態で前記電極を移動させるとともに、前記管路から排出される凝固物が前記先端面に留まるのを防ぐように構成されており、

前記内周面における摩擦係数は、前記外周面における摩擦係数および前記先端面における摩擦係数よりも小さく、前記組織の切開にともない前記内周面で凝固した凝固物を流体の供給により剥離して排出可能に構成されている請求項 4 に記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 6】

前記電極の長さが 1 mm 以上 5 mm 以下、かつ前記小径部の外径が 0 . 3 mm 以上 0 . 5 mm 以下であり、

前記管路の内径が 0 . 2 mm 以上 0 . 4 mm 以下、かつ前記管路に連通する前記流体の供給口における前記流体を供給する圧力が 1 0 0 k P a 以上 3 0 0 0 k P a 以下である

請求項 4 または 5 に記載の内視鏡用高周波処置具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体組織などを切開するとともに流体を前方に噴出可能な内視鏡用高周波処置具に関する。本願は、2013 年 10 月 9 日に、日本に出願された特願 2013 - 212061 号に基づき優先権を主張し、その内容をここに援用する。

【背景技術】

【0002】

従来、経内視鏡的に粘膜などの生体組織を切開するとともに、薬液や生理食塩水などを先端部から噴出可能な内視鏡用高周波処置具を用いた処置が行われている。このような内視鏡用高周波処置具としては、例えば特許文献 1 および特許文献 2 に記載された処置具が知られている。

【0003】

特許文献 1 の内視鏡用高周波処置具では、外套管内に軸線方向に進退自在に挿通配置された内管の先端に中空の電極が接続固着されている。したがって、内管を外套管内で軸線方向に進退させることによって、中空の電極が外套管の先端から突没する。

外套管の先端近傍の内面には、中空の電極が突出しすぎるのを規制するための金属リン

10

20

30

40

50

グ製のストッパが配置されている。また、中空の電極の後半部には、外周面から突出した鍔部が形成されている。中空の電極が外套管の先端から所定の長さ突出して鍔部がストッパに当接すると、中空の電極が外套管の先端からそれ以上突出できない状態になる。内管内には導電線が挿通されていて、その導電線の先端は中空の電極の後端部近傍に接続されている。

【 0 0 0 4 】

このように構成された内視鏡用高周波処置具では、内管を介して薬液（流体）を注射筒から中空の電極に送ることができる。高周波電源により導電線を介して中空の電極に高周波電圧を印加することができる。

この内視鏡用高周波処置具を使用する時は、薬液の注射などの処置が終わって中空の電極を粘膜から抜く前に、中空の電極に高周波電圧を印加して中空の電極の周囲の粘膜を焼灼、凝固させる。この結果、太い血管に中空の電極を穿刺したような場合でも、中空の電極を抜いた後の針穴からの出血を防ぐことができる。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 日本国特開平 1 1 - 1 1 4 0 6 0 号公報

【 特許文献 2 】 日本国特開 2 0 0 1 - 1 7 8 7 4 0 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

発明者らは、実際に上記の内視鏡用高周波処置具を試作し検討を行っていくなかで、中空の電極に高周波電圧を印加すると、組織または血液が中空の電極の内部に付着して焦げ付き、管路が詰まる場合があることを見出した。管路が詰まると、中空の電極の前方に薬液を噴出できなくなる。

【 0 0 0 7 】

本発明は、このような課題に鑑みてなされたものであって、電極の管路が詰まるのを抑制した内視鏡用高周波処置具を提供することを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

本発明の内視鏡用高周波処置具は、絶縁性を有する材料で形成されたシースと、導電性を有する材料で形成され、前記シース内に進退可能に挿通された軸状部材と、前記シース内に供給された流体を前方に噴出可能な管路が形成され、前記軸状部材の先端部に接続された電極と、を備える。前記電極は、接触した組織に通電して処置を行う外周面、および流体の供給時に前記流体に面する前記管路の内周面を有する。前記外周面の算術平均粗さは、前記内周面の算術平均粗さよりも大きく、かつ、前記内周面の算術平均粗さは、 $0.1\mu\text{m}$ 以下である。前記電極は、前記シースの長手軸に沿って前記管路が形成された管状電極である。前記電極の先端面の算術平均粗さは、前記内周面の算術平均粗さよりも大きく、かつ、前記外周面の算術平均粗さよりも小さい。

【 0 0 1 1 】

上記の内視鏡用高周波処置具において、前記電極の前記外周面、前記電極の前記先端面、および前記管路の前記内周面は、前記電極を構成する導電性を有する材料の表面からなっている。前記導電性を有する材料の研磨面である前記内周面の算術平均粗さは、前記外周面の算術平均粗さの6分の1以下であってもよい。

【 0 0 1 2 】

上記の内視鏡用高周波処置具において、前記電極は、中空に形成された電極本体と、前記電極本体の内周面に設けられた被覆層と、を有してもよい。

【 0 0 1 3 】

上記の内視鏡用高周波処置具において、前記電極は、先端側に位置する大径部、および基端側に位置する小径部を有し、前記管路は前記小径部を通して前記大径部の先端面に開

10

20

30

40

50

口してもよい。前記外周面は、前記小径部の外周上に形成されてもよい。前記大径部の先端に位置する前記先端面の外周縁部は、曲面状に形成されてもよい。

【0014】

上記の内視鏡用高周波処置具においては、前記電極の前記外周面、前記管路の前記内周面、および前記電極の前記先端面がそれぞれ組織と接触する際の摩擦係数において、前記外周面における摩擦係数は、前記内周面における摩擦係数よりも大きく前記先端面における摩擦係数以上であり、前記外周面は、前記外周面に接触した組織を切開可能に構成されており、前記先端面における摩擦係数は、前記外周面における摩擦係数以下であり、かつ前記内周面における摩擦係数よりも大きく、前記先端面は、前記組織に接触した状態で前記電極を移動させるとともに、前記管路から排出される凝固物が前記先端面に留まるのを防ぐように構成されており、前記内周面における摩擦係数は、前記外周面における摩擦係数および前記先端面における摩擦係数よりも小さく、前記組織の切開にともない前記内周面で凝固した凝固物を流体の供給により剥離して排出可能に構成されていてもよい。

10

【0015】

上記の内視鏡用高周波処置具において、前記電極の長さが1mm以上5mm以下、かつ前記小径部の外径が0.3mm以上0.5mm以下であり、前記管路の内径が0.2mm以上0.4mm以下、かつ前記管路に連通する前記流体の供給口における前記流体を供給する圧力が100kPa以上3000kPa以下であってもよい。

【発明の効果】

【0016】

20

上記内視鏡用高周波処置具によれば、電極の管路が詰まるのを抑制することができる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明の一実施形態に係る内視鏡用高周波処置具の全体図である。

【図2】本発明の一実施形態に係る内視鏡用高周波処置具の押込み状態における先端側の軸線方向の断面図である。

【図3】図2の電極部材の要部の拡大図である。

【図4】図3に示す切断線A-Aにおける断面図である。

【図5】本発明の一実施形態に係る内視鏡用高周波処置具の引戻し状態における先端側の軸線方向の断面図である。

30

【図6】本発明の一実施形態に係る内視鏡用高周波処置具を用いた手技を説明するための図であり、病変粘膜部分を隆起させたときの状態を示す図である。

【図7】本発明の一実施形態に係る内視鏡用高周波処置具を用いた手技を説明するための図であり、病変粘膜部分を切開させていくときの状態を示す図である。

【図8】本発明の一実施形態に係る内視鏡用高周波処置具を用いた手技を説明するための図であり、電極部材の管路内に体液が入り込む状態を示す図である。

【図9】本発明の一実施形態に係る内視鏡用高周波処置具を用いた手技を説明するための図であり、電極部材の管路内から生理食塩水を噴出する状態を示す図である。

【図10】本発明の一実施形態に係る内視鏡用高周波処置具を用いた手技を説明するための図であり、病変粘膜部分を剥離していく状態を示す図である。

40

【図11】本発明の一実施形態の第1変形例における内視鏡用高周波処置具の先端側の軸線方向の断面図である。

【図12】本発明の一実施形態の第2変形例における内視鏡用高周波処置具の電極部材の軸線方向の断面図である。

【図13】本発明の一実施形態の第2変形例の電極部材の斜視図である。

【図14】本発明の一実施形態の第3変形例における内視鏡用高周波処置具の電極部材の軸線方向の断面図である。

【図15】本発明の一実施形態の第4変形例における内視鏡用高周波処置具の電極部材の軸線方向の断面図である。

【図16】本発明の一実施形態の第4変形例の電極部材の斜視図である。

50

【発明を実施するための形態】**【0018】**

以下、本発明に係る内視鏡用高周波処置具の一実施形態を、図1から図16を参照しながら説明する。なお、以下の全ての図面においては、図面を見やすくするため、各構成要素の厚さや寸法の比率は適宜異ならせてある。

図1は、本実施形態に係る内視鏡用高周波処置具の全体図である。図1に示すように、本実施形態の内視鏡用高周波処置具1は、先端部に処置部20が設けられた軟性の挿入部10を図示しない内視鏡のチャンネル内に挿入して使用される。

【0019】

図2は、本実施形態に係る内視鏡用高周波処置具の押込み状態における先端側の軸線方向の断面図である。本実施形態に係る内視鏡用高周波処置具1は、軟性のシース11と、操作ワイヤ（軸状部材）12と、電極部材21と、を備えている。

【0020】

シース11は、例えばテトラフルオロエチレンなどの電気的な絶縁性を有する材料で形成されている。シース11の外径は、図示しない内視鏡のチャンネル内を挿通可能な大きさに設定されている。シース11内には、操作ワイヤ12が、シース11の長手軸C1に沿う方向に進退可能に挿通されている。操作ワイヤ12は、金属などの導電性を有する材料で形成されている。シース11及び操作ワイヤ12は、内視鏡のチャンネル内に挿通される挿入部10（図2参照）を構成する。

【0021】

シース11の先端部には、絶縁チップ13が不図示の接着剤などにより固定されている。絶縁チップ13は、ジルコニアやセラミックスなどの耐熱性および絶縁性を有する材料で筒状に形成されている。絶縁チップ13には、シース11の内部空間と連通し、且つ、先端に開口する筒孔13aが形成されている。絶縁チップ13の筒孔13aには、基端側を拡径させることで段部13bが形成されている。絶縁チップ13の外周面には、基端側を縮径させることで外周段部13cが形成されている。

絶縁チップ13の外周段部13cよりも先端側の部分の外径はシース11の外径にほぼ等しい。シース11の先端部と絶縁チップ13の外周段部13cとが固定されている。

【0022】

シース11の基端部には、送液口金14が、筒状の接続部材15を介して取付けられている。送液口金14には、シース11の内部空間11aに連通する注入口（供給口）14aが形成されている。シース11と送液口金14との接続部の外周面には、折れ防止用チューブ16が取付けられている。折れ防止用チューブ16は、シース11の基端部を湾曲させたときにシース11の基端部が折れることを防止するために設けられている。

【0023】

送液口金14には、操作ワイヤ12の基端部が挿通される開口14bが形成されている。送液口金14の開口14b内には、不図示のシール材が設けられている。Oリングなどのシール材により、送液口金14と操作ワイヤ12とが水密に封止され、且つ、操作ワイヤ12が、送液口金14に対して操作ワイヤ12を長手軸C1に沿う方向に進退可能に支持されている。注入口14aには、図示はしないがシリンジ、または送水ポンプから延長された送水チューブなどの送液手段が着脱可能に構成されている。

【0024】

処置部20は、中空の電極部材（電極）21を有している。図3は、図2の電極部材の要部の拡大図である。本実施形態では、図2及び図3に示すように、電極部材21は管状に形成されて、内部に管路21aが形成されている。図2に示すように、電極部材21は、操作ワイヤ12の先端部に接続されている。

【0025】

電極部材21の長手軸C1に沿う方向におけるシース11からの最大突出長さ（本実施形態では、電極部材21の絶縁チップ13からの最大突出長さ）は、粘膜組織を切開し、かつ、筋層部分を切除しないために、例えば1mm以上5mm以下程度であることが望ま

10

20

30

40

50

しい。

電極部材 2 1 は、ステンレス鋼などの導電性を有する材料で形成されている。

【 0 0 2 6 】

図 4 は、図 3 に示す切断線 A - A における断面図である。電極部材 2 1 は、図 3 および図 4 に示すように、大径部 2 2 と小径部 2 3 とを有している。大径部 2 2 は、電極部材 2 1 の先端側に位置する。小径部 2 3 は、大径部 2 2 よりも基端側に位置し、大径部 2 2 よりも外径が小さい。図 3 に示すように、大径部 2 2 の先端面 2 2 a の外周縁部は、側面視で丸くなるように形成されている。

【 0 0 2 7 】

小径部 2 3 の外径は、高周波電流の密度を好適に高めるために、例えば 0 . 3 mm 以上 0 . 5 mm 以下程度であることが望ましい。小径部 2 3 の外径は、絶縁チップ 1 3 の筒孔 1 3 a における段部 1 3 b よりも先端側の部分の内径よりもわずかに小さい。電極部材 2 1 の小径部 2 3 は、絶縁チップ 1 3 の筒孔 1 3 a 内に挿通されている。

10

【 0 0 2 8 】

電極部材 2 1 の管路 2 1 a は、小径部 2 3 を通って大径部 2 2 の先端面に開口する。すなわち、電極部材 2 1 の管路 2 1 a は、電極部材 2 1 を長手軸 C 1 に沿う方向に貫通して、電極部材 2 1 は、長手軸 C 1 に沿って管路 2 1 a が形成された管状電極である。

【 0 0 2 9 】

管路 2 1 a の内径は、長手軸 C 1 に沿う方向の位置によらず一定である。管路 2 1 a の内径は、粘膜下に適切に生理食塩水や薬液を注入するための噴出圧力及び噴出流径を実現するために、例えば 0 . 2 mm 以上 0 . 4 mm 以下程度となることが望ましい。

20

【 0 0 3 0 】

図 2 に示すように、小径部 2 3 の長手軸 C 1 に沿う方向の中間部には、小径部 2 3 の外周面 2 3 a から内周面まで貫通する連通孔 2 3 b が形成されている。

【 0 0 3 1 】

大径部 2 2 の外周面 2 2 b および小径部 2 3 の外周面 2 3 a の J I S B 0 6 0 1 - 1 9 9 4 に規定される算術平均粗さ (R a) は、管路 2 1 a の内周面 2 1 b の算術平均粗さよりも大きい (粗い) 。管路 2 1 a の内周面 2 1 b の算術平均粗さは、0 . 1 μ m (マイクロメートル) 以下であり、この例では、0 . 0 2 μ m である。なお、内周面 2 1 b の算術平均粗さは、0 . 0 5 μ m 以下であることがより好ましい。

30

【 0 0 3 2 】

図 3 および図 4 に示す大径部 2 2 の外周面 2 2 b の算術平均粗さ、および小径部 2 3 の外周面 2 3 a の算術平均粗さは、例えば 6 . 3 μ m である。管路 2 1 a の内周面 2 1 b の算術平均粗さは、大径部 2 2 の外周面 2 2 b の算術平均粗さの 6 分の 1 以下であり、小径部 2 3 の外周面 2 3 a の算術平均粗さの 6 分の 1 以下である。

【 0 0 3 3 】

大径部 2 2 の先端面 2 2 a の算術平均粗さは、管路 2 1 a の内周面 2 1 b の算術平均粗さよりも大きく、大径部 2 2 の外周面 2 2 b の算術平均粗さ以下であって小径部 2 3 の外周面 2 3 a の算術平均粗さ以下である。本実施形態では、大径部 2 2 の先端面 2 2 a の算術平均粗さは、例えば 2 . 5 μ m である。

40

【 0 0 3 4 】

さらに、小径部 2 3 の外周面 2 3 a、管路 2 1 a の内周面 2 1 b、および電極部材 2 1 の先端面 2 2 a が、それぞれ後述する粘膜などの組織と接触する際の摩擦係数は次のように設定される。

【 0 0 3 5 】

外周面 2 3 a における摩擦係数は、内周面 2 1 b における摩擦係数よりも大きく先端面 2 2 a における摩擦係数以上である。先端面 2 2 a における摩擦係数は、外周面 2 3 a における摩擦係数以下であり、かつ内周面 2 1 b における摩擦係数よりも大きい。内周面 2 1 b における摩擦係数は、外周面 2 3 a における摩擦係数および先端面 2 2 a における摩擦係数よりも小さい。

50

【 0 0 3 6 】

電極部材 2 1 は、例えば外径が電極部材 2 1 の大径部 2 2 よりも太いパイプの基端側の外周面を削り出すことで形成することができる。

管路 2 1 a の内周面 2 1 b の加工は、微細な砥粒を用いた電解研磨や、CMP (Chemical Mechanical Polishing) 研磨などの公知の研磨方法を適宜選択して用いることができる。

【 0 0 3 7 】

図 2 に示すように、小径部 2 3 と操作ワイヤ 1 2 との接続部の外周面には筒状のストッパ部材 2 5 が取付けられていて、ストッパ部材 2 5 は電極部材 2 1 と操作ワイヤ 1 2 とを接続している。ストッパ部材 2 5 には、ストッパ部材 2 5 を外周面から内周面まで貫通する透孔 2 5 a が形成されている。ストッパ部材 2 5 の透孔 2 5 a は、電極部材 2 1 の連通孔 2 3 b と連通している。電極部材 2 1 の管路 2 1 a は、電極部材 2 1 の連通孔 2 3 b およびストッパ部材 2 5 の透孔 2 5 a を介して、シース 1 1 の内部空間 1 1 a に連通している。

10

ストッパ部材 2 5 の外径は、絶縁チップ 1 3 の筒孔 1 3 a における段部 1 3 b よりも基端側の部分の内径よりもわずかに小さい。筒孔 1 3 a に挿通された小径部 2 3 及びストッパ部 2 5 は、操作ワイヤ 1 2 を進退させることにより、筒孔 1 3 a のうち段部 1 3 b よりも基端側の範囲を進退可能に構成されている。

【 0 0 3 8 】

本実施形態では、内視鏡用高周波処置具 1 は、図 1 に示すように、操作部 3 0 を更に備えている。操作部 3 0 は、挿入部 1 0 の基端部に設けられている。

20

操作部 3 0 は、操作部本体 3 1 と、操作用スライダ 3 2 とを備えている。操作部本体 1 2 は、送液口金 1 4 の基端部に固定されている。操作用スライダ 3 2 は、操作部本体 3 1 に対してスライド可能に設けられている。

【 0 0 3 9 】

操作部本体 3 1 には、長手軸 C 1 に沿ってスリット 3 1 a が形成されている。操作用スライダ 3 2 は、操作部本体 3 1 に対してスリット 3 1 a に沿ってスライド可能である。操作部本体 3 1 は、指掛け用のリング 3 1 b を基端部に備えている。

【 0 0 4 0 】

操作用スライダ 3 2 は、指掛け用のリング 3 2 a、3 2 b を長手軸 C 1 に対して直交する方向に並べて備えている。操作用スライダ 3 2 は、接続コネクタ部 3 3 を備えている。接続コネクタ部 3 3 は、図示しない高周波発生装置に通じるコードが電氣的に接続される。

30

操作ワイヤ 1 2 の基端部は、操作用スライダ 3 2 に固定されているとともに接続コネクタ部 3 3 に電氣的に接続されている。

【 0 0 4 1 】

次に、以上のように構成された内視鏡用高周波処置具 1 の動作について説明する。本実施形態に係る内視鏡用高周波処置具 1 は、例えば操作部本体 3 1 のリング 3 1 b に術者などである使用者が親指を入れ、操作用スライダ 3 2 のリング 3 2 a、3 2 b に人差指および中指を入れて操作する。この操作により、操作部本体 3 1 に対して操作用スライダ 3 2 を長手軸 C 1 に沿う方向に片手でスライドさせることができる。

40

そして、操作部本体 3 1 に対して操作用スライダ 3 2 を先端側に移動させることでシース 1 1 に対して操作ワイヤ 1 2 を先端側に移動させる（押込む）と、図 2 に示すように絶縁チップ 1 3 の段部 1 3 b にストッパ部材 2 5 が係止されることで、操作ワイヤ 1 2 を先端側に押込んだ押込み状態が位置決めされる。

【 0 0 4 2 】

この押込み状態では、絶縁チップ 1 3 の筒孔 1 3 a を通して電極部材 2 1 の小径部 2 3 をシース 1 1 よりも先端側に突出させることができる。送液口金 1 4 の注入口 1 4 a から生理食塩水（流体）L 1 をシース 1 1 の内部空間 1 1 a に供給する。生理食塩水 L 1 は、ストッパ部材 2 5 の透孔 2 5 a および電極部材 2 1 の連通孔 2 3 b を通して電極部材 2 1

50

の管路 2 1 a に供給されて管路 2 1 a の内周面 2 1 b を通過し、電極部材 2 1 の前方に噴出する。

【 0 0 4 3 】

図 5 は本実施形態に係る内視鏡用高周波処置具 1 の引戻し状態における先端側の軸線方向の断面図である。操作部本体 3 1 に対して操作用スライダ 3 2 を基端側に移動させることでシース 1 1 に対して操作ワイヤ 1 2 を基端側に移動させる（引戻す）。この結果、図 5 に示すように、シース 1 1 の内部空間 1 1 a に電極部材 2 1 の小径部 2 3 が収容されて絶縁チップ 1 3 の先端面に大径部 2 2 が当接する。これにより、操作ワイヤ 1 2 を基端側に引戻した引戻し状態が位置決めされる。

【 0 0 4 4 】

次に、本実施形態に係る内視鏡用高周波処置具 1 を用いた処置について説明する。以下では、本実施形態に係る内視鏡用高周波処置具 1 を用いて、例えば経内視鏡的に体腔内の粘膜切除を行なう際の動作について説明する。

【 0 0 4 5 】

まず、患者に対極板（図示せず）を装着しておく。図示しない内視鏡のチャンネルを通じて、引戻し状態にした内視鏡用高周波処置具 1 を経内視鏡的に体腔内に導入する。このとき、内視鏡の観察ユニットで取得した画像をモニタなどの表示部で観察しながら導入する。

内視鏡のチャンネルから内視鏡用高周波処置具 1 の挿入部 1 0 の先端部を突出させ、体腔内における切除すべき目的部位である病変粘膜部分に処置部 2 0 を対向させる。

【 0 0 4 6 】

送液口金 1 4 の注入口 1 4 a に、不図示のシリンジまたは送水チューブを取付ける。使用者は、リング 3 1 b、3 2 a、3 2 b にそれぞれ指を入れ、操作部本体 3 1 に対して操作用スライダ 3 2 を押込み、内視鏡用高周波処置具 1 を押込み状態にして電極部材 2 1 を絶縁チップ 1 3 から前進させる。図 6 は、病変粘膜部分を隆起させた状態を示す図である。図 6 に示すように、病変粘膜部分 P 1 の近傍に電極部材 2 1 を刺し入れ、シリンジまたは送水ポンプに収容されている生理食塩水 L 1 をシース 1 1 の内部空間 1 1 a に供給し電極部材 2 1 から前方に噴出させる。噴出された生理食塩水 L 1 は、病変粘膜部分 P 1 の粘膜下層に注入され、病変粘膜部分 P 1 を隆起させる。

【 0 0 4 7 】

次に、操作部 3 0 の接続コネクタ部 3 3 に、不図示の高周波発生装置を接続する。高周波発生装置により、接続コネクタ部 3 3、操作ワイヤ 1 2 を介して電極部材 2 1 に高周波電圧を印加する。このとき、電極部材 2 1 は、約 1 0 0 の高温になる。

【 0 0 4 8 】

図 7 は、病変粘膜部分を切開していくときの状態を示す図である。図 7 に示すように、内視鏡用高周波処置具 1 の電極部材 2 1 を長手軸 C 1 に直交する横方向に動かすと、電極部材 2 1 に接触する粘膜（組織）P 2 が切開される。小径部 2 3 の外周面 2 3 a の算術平均粗さは、管路 2 1 a の内周面 2 1 b の算術平均粗さよりも大きく、具体的には例えば 6 . 3 μ m である。また、外周面 2 3 a と粘膜 P 2 との間の摩擦係数が前述のように設定されている。このため、小径部 2 3 の外周面 2 3 a に粘膜 P 2 が確実に引っ掛かり、外周面 2 3 a に接触した粘膜 P 2 が切開される。このように、小径部 2 3 の外周面 2 3 a は、外周面 2 3 a に接触した粘膜 P 2 に通電して処置を行うように構成されている。

【 0 0 4 9 】

大径部 2 2 の先端面 2 2 a の算術平均粗さが、管路 2 1 a の内周面 2 1 b の算術平均粗さよりも大きく、小径部 2 3 の外周面 2 3 a の算術平均粗さ以下である。また、先端面 2 2 a と粘膜 P 2 との間の摩擦係数が前述のように設定されている。このため、周辺の組織に大径部 2 2 の先端面 2 2 a が接触した状態で電極部材 2 1 が移動しても、先端面 2 2 a が組織に負荷を与えることが少ない。

【 0 0 5 0 】

図 8 は、電極部材の管路内に体液が入り込む状態を示す図である。図 8 に示すように、

10

20

30

40

50

粘膜 P 2 の切開や出血点を凝固させる処置を行うときに、血液などの体液 L 2 が毛細管現象などにより電極部材 2 1 の管路 2 1 a 内に先端側から入り込むことがある。この場合、高温の電極部材 2 1 から熱が伝達されることで体液 L 2 が管路 2 1 a の内周面 2 1 b で凝固する。体液 L 2 が管路 2 1 a 内で凝固したか否かは、シリンジにより生理食塩水 L 1 を供給するときに要する力や送水ポンプを駆動するのに要する電力により認識することができる。体液 L 2 が管路 2 1 a の内周面 2 1 b で凝固することにより管路 2 1 a の流路面積が狭くなるからである。

【 0 0 5 1 】

図 9 は、電極部材 2 1 の管路内 2 1 a から生理食塩水 L 1 を噴出する状態を示す模式図である。体液 L 2 が管路 2 1 a の内周面 2 1 b で凝固した場合には、図 9 に示すように、電極部材 2 1 の管路 2 1 a を通して生理食塩水 L 1 を前方に大きな圧力で噴出させる。管路 2 1 a の内周面 2 1 b の算術平均粗さは、 $0.1\mu\text{m}$ 以下であり、内周面 2 1 b と粘膜 P 2 との間の摩擦係数が前述のように設定されている。このため、管路 2 1 a の内周面 2 1 b で凝固した体液 L 2 の凝固物 L 3 は、生理食塩水 L 1 の圧力で内周面 2 1 b から剥され、排出される。大径部 2 2 の先端面 2 2 a の算術平均粗さ、および粘膜 P 2 との間の摩擦係数が前述のように設定されているため、管路 2 1 a から排出される凝固物 L 3 が先端面 2 2 a に留まるのを防ぐことができる。

【 0 0 5 2 】

このとき、シリンジまたは送水ポンプから送水される生理食塩水 L 1 は、送液口金 1 4 の注入口 1 4 a において、 100kPa (キロパスカル) 以上 3000kPa 以下程度の圧力で供給されることが望ましい。供給圧力が 100kPa 未満になると、凝固物 L 3 の剥離が不十分になる可能性がある。供給圧力が 3000kPa を超えると、生理食塩水 L 1 の流入圧力によりシース 1 1 が破損する可能性がある。

【 0 0 5 3 】

図 10 は、病変粘膜部分を剥離していく状態を示す図である。病変粘膜部分 P 1 を周方向にわたって完全に切開したら、図 10 に示すように、病変粘膜部分 P 1 の周囲を切開した切り口 P 3 に電極部材 2 1 を当接させて、病変粘膜部分 P 1 を順次切開して病変粘膜部分 P 1 を全て切除して剥離させる。

【 0 0 5 4 】

続いて、内視鏡用高周波処置具 1 を引戻し状態にして内視鏡のチャンネル内から手元側に引き抜く。内視鏡の空いたチャンネルに、図示しない把持鉗子などを挿通させる。把持鉗子を操作して経内視鏡的に病変粘膜部分 P 1 を取出し、一連の処置を終了する。

【 0 0 5 5 】

以上説明したように、本実施形態に係る内視鏡用高周波処置具 1 によれば、電極部材 2 1 の内周面 2 1 b の算術平均粗さが $0.1\mu\text{m}$ 以下である。このため、この内周面 2 1 b に付着した凝固物 L 3 を生理食塩水 L 1 の圧力で内周面 2 1 b から容易に剥離し、電極部材 2 1 の外部に容易に押し流すことができる。したがって、電極部材 2 1 の管路 2 1 a が凝固物 L 3 で詰まるのを抑制することができる。

【 0 0 5 6 】

本実施形態では、小径部 2 3 の外周面 2 3 a の算術平均粗さが管路 2 1 a の内周面 2 1 b の算術平均粗さよりも大きいため、小径部 2 3 の外周面 2 3 a に粘膜 P 2 が確実に引っ掛かり、高温の電極部材 2 1 から粘膜 P 2 に熱が確実に伝達される。これにより、電極部材 2 1 で粘膜 P 2 を確実に切開することができる。

【 0 0 5 7 】

大径部 2 2 の先端面 2 2 a の算術平均粗さが管路 2 1 a の内周面 2 1 b の算術平均粗さよりも大きいため、大径部 2 2 の先端面 2 2 a の加工を公知の研磨などにより比較的容易に行うことができる。大径部 2 2 の先端面 2 2 a の算術平均粗さが小径部 2 3 の外周面 2 3 a の算術平均粗さ以下であるため、大径部 2 2 の先端面 2 2 a が周辺の組織に負荷を与えることを抑制することができる。

大径部 2 2 の先端面 2 2 a の算術平均粗さをこのように設定することで、大径部 2 2 の

10

20

30

40

50

表面が適度な粗さとなり、組織に対し大径部 2 2 がスリップすることや大径部 2 2 が組織に引っ掛かることが起こりにくく、内視鏡用高周波処置具 1 のコントロール精度が良くなる。

【 0 0 5 8 】

さらに、管路 2 1 a は大径部 2 2 の先端面 2 2 a に面して開口しているが、先端面 2 2 a が適度な表面粗さを有することで、電極部材 2 1 の内周面 2 1 b から剥離された凝固物 L 3 が大径部 2 2 の表面に留まることなく、確実に凝固物 L 3 を管路 2 1 a から排出させることができる。

【 0 0 5 9 】

本実施形態に係る内視鏡用高周波処置具 1 の電極部材 2 1 は、以下に説明するようにその形状を様々に変形させることができる。

例えば、図 1 1 は、本実施形態の第 1 変形例の電極部材 4 1 の先端部分を示す断面図である。図 1 1 に示す内視鏡用高周波処置具 1 A のように、本実施形態に係る電極部材 2 1 に代えて電極部材 4 1 を備えてもよい。本変形例の電極部材 4 1 は、電極本体 4 2 の内周面 4 2 a に被覆層 4 3 が設けられる点で上記実施形態と異なる。

【 0 0 6 0 】

被覆層 4 3 は、例えばテトラフルオロエチレンなどの、耐熱性を有するとともに表面が滑らかとなる材料で形成することができる。被覆層 4 3 の内周面 4 3 a の算術平均粗さは、 $0.1\mu\text{m}$ 以下である。また、大径部 2 2 の先端面 2 2 a の算術平均粗さは、被覆層 4 3 の内周面 4 3 a の算術平均粗さよりも大きい。

このように構成された内視鏡用高周波処置具 1 A によっても、上記実施形態に係る内視鏡用高周波処置具 1 と同様の効果を奏することができる。

【 0 0 6 1 】

図 1 2 及び図 1 3 は、上記実施形態の第 2 変形例の電極部材 4 6 の先端部分を示す断面図である。図 1 2 および図 1 3 に示す電極部材 4 6 のように、大径部 4 7 が長手軸 C 1 に対して交差する一方向側のみに延びるように形成されていてもよい。本変形例では、電極部材 4 6 は全体として L 字状に形成されている。

【 0 0 6 2 】

本変形例では、中空の電極部材 4 6 の先端面には、大径部 4 7 の先端面 4 7 a だけでなく、大径部 4 7 の延在方向の先端となる面 4 7 b も含まれる。すなわち、大径部 4 7 の先端面 4 7 a および面 4 7 b の各面における算術平均粗さは、電極部材 4 6 の管路 4 6 a の内周面 4 6 b の算術平均粗さよりも大きく、小径部 2 3 の外周面 2 3 a の算術平均粗さ以下であることが好ましい。

【 0 0 6 3 】

図 1 4 は、上記実施形態の第 3 変形例の電極部材 5 1 の先端部分を示す断面図である。図 1 4 に示す電極部材 5 1 のように、大径部 5 2 を先端側に向かって凸となる曲面を有する半球状に形成してもよい。この場合、大径部 5 2 をセラミックスなどの絶縁性を有する材料で形成することで、電極部材 5 1 の先端面に接触した組織が切開されるのを防止することができる。

【 0 0 6 4 】

図 1 5 は、上記実施形態の第 4 変形例の電極部材 5 6 の先端部分を示す断面図である。図 1 6 は、上記実施形態の第 4 変形例の電極部材 5 6 の先端部分を示す斜視図である。図 1 5 および図 1 6 に示す電極部材 5 6 のように、大径部 5 7 を長手軸 C 1 に沿う方向に見たときに三角形となる板状に形成してもよい。なお、大径部を長手軸 C 1 に沿う方向および長手軸 C 1 に垂直な方向から見たときの形状は、三角形に限られず、四角形などの多角形でもよいし、楕円でもよい。

【 0 0 6 5 】

上記実施形態では、大径部 2 2 の先端面 2 2 a の算術平均粗さは、管路 2 1 a の内周面 2 1 b の算術平均粗さよりも大きく、小径部 2 3 の外周面 2 3 a の算術平均粗さ以下であるとした。しかし、大径部 2 2 の先端面 2 2 a の算術平均粗さを、管路 2 1 a の内周面 2

10

20

30

40

50

1 b の算術平均粗さ以下にしたり、小径部 2 3 の外周面 2 3 a の算術平均粗さよりも大きくしたりしてもよい。

上記実施形態では、流体は生理食塩水 L 1 であるとしたが、流体はこれに限られず、滅菌水や薬液などでもよい。

【0066】

以上、本発明の各実施形態を説明したが、本発明の技術範囲は上記実施形態に限定されるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲において各実施形態における構成要素の組み合わせを変えたり、各構成要素に種々の変更を加えたり、削除したりすることが可能である。本発明は前述した説明によって限定されることはなく、添付のクレームの範囲によってのみ限定される。

10

【産業上の利用可能性】

【0067】

電極の管路が詰まるのを抑制することができる内視鏡用高周波処置具を提供できる。

【符号の説明】

【0068】

1、1 A 内視鏡用高周波処置具

1 1 シース

1 2 操作ワイヤ（軸状部材）

1 4 a 注入口（供給口）

2 1、4 1、4 6、5 1、5 6 電極部材（電極）

20

2 1 a、4 6 a 管路

2 1 b、4 3 a、4 6 b 内周面

2 2、4 7、5 2、5 7 大径部

2 2 a 先端面

2 2 b 外周面

2 3 a 外周面

4 2 電極本体

4 2 a 内周面

4 3 被覆層

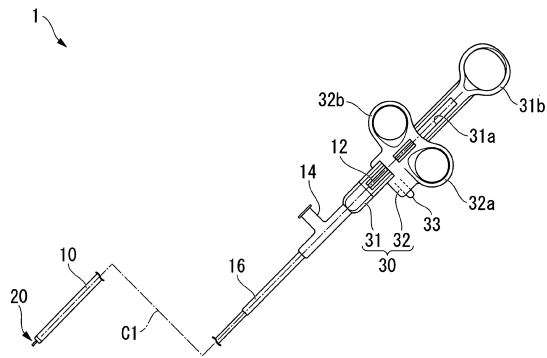
C 1 長手軸

30

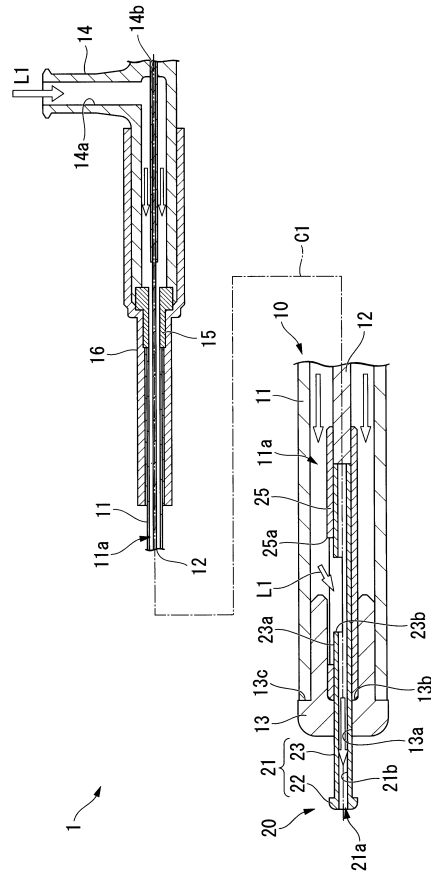
【要約】

この内視鏡用高周波処置具は、絶縁性を有する材料で形成されたシースと、導電性を有する材料で形成され、シース内に進退可能に挿通された軸状部材と、シース内に供給された流体を前方に噴出可能な管路が形成され、軸状部材の先端部に接続された電極とを備え、電極は、接触した組織に通電して処置を行う外周面、および流体の供給時に流体に面する管路の内周面を有し、外周面の算術平均粗さは、内周面の算術平均粗さよりも大きく、かつ、内周面の算術平均粗さは、0.1 μm 以下である。

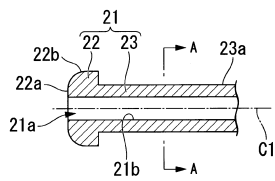
【図 1】



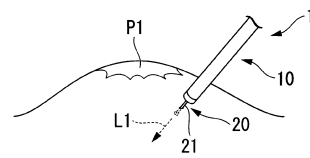
【図 2】



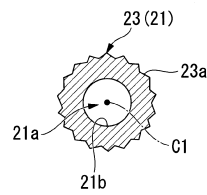
【図 3】



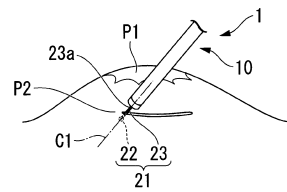
【図 6】



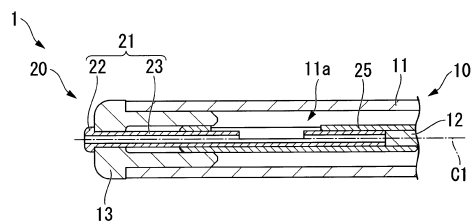
【図 4】



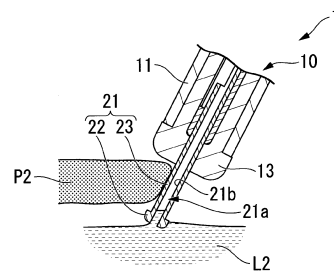
【図 7】



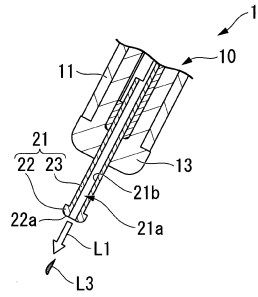
【図 5】



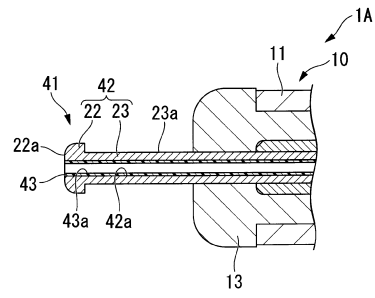
【図 8】



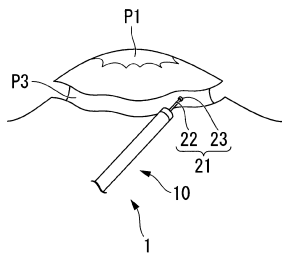
【図 9】



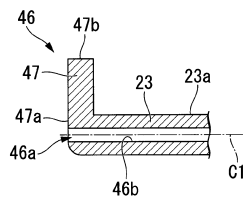
【図 11】



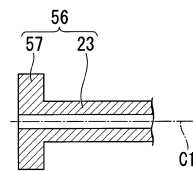
【図 10】



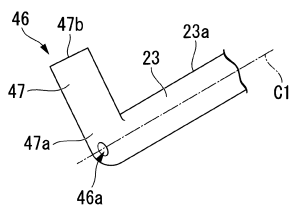
【図 12】



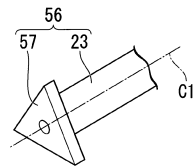
【図 15】



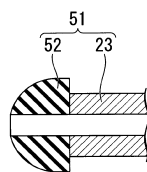
【図 13】



【図 16】



【図 14】



フロントページの続き

- (72)発明者 和家 史知
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 坂本 雄次
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 森林 宏和

- (56)参考文献 特開2006-115966(JP,A)
特開2012-75618(JP,A)
特表2012-523863(JP,A)
特開2010-42155(JP,A)
特開2001-178740(JP,A)
特開平11-114060(JP,A)
特開2009-240380(JP,A)
特開2004-167081(JP,A)
特開2010-106748(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 13/00 - 18/28

专利名称(译)	内窥镜高频治疗仪		
公开(公告)号	JP5775989B1	公开(公告)日	2015-09-09
申请号	JP2015516355	申请日	2014-10-09
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	和家史知 坂本雄次		
发明人	和家 史知 坂本 雄次		
IPC分类号	A61B18/14		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B2018/00077 A61B2018/00083 A61B2018/0013 A61B2018/00196 A61B2018/00494 A61B2018/00589 A61B2018/00601 A61B2018/00982 A61B2018/1405 A61B2018/1475 A61B2218/002 A61B17/3203 A61B2018/1472		
FI分类号	A61B17/39.317		
代理人(译)	塔奈澄夫 铃木史朗		
优先权	2013212061 2013-10-09 JP		
其他公开文献	JPWO2015053365A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

将该内窥镜用高频处理器具供给到护套，由绝缘材料形成的护套，由导电材料形成的轴状部件并插入到护套中，以使护套能够前进和后退。形成流体线以使流体可以向前喷射，并且电极连接到轴形构件的尖端。电极使接触的组织通电以进行治疗以及在供应流体时进行处理。其具有面对流体的导管的内周表面，外周表面的算术平均粗糙度大于内周表面的算术平均粗糙度，并且内周表面的算术平均粗糙度为0.1μm或更小。有。

(21) 出願番号	特願2015-516355 (P2015-516355)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成26年10月9日 (2014. 10. 9)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2014/077070		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
審査請求日	平成27年3月31日 (2015. 3. 31)	(74) 代理人	100106909
(31) 優先権主張番号	特願2013-212061 (P2013-212061)		弁理士 堀井 澄雄
(32) 優先日	平成25年10月9日 (2013. 10. 9)	(74) 代理人	100064908
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 志賀 正武
早期審査対象出願		(74) 代理人	100094400
			弁理士 鈴木 三義
		(74) 代理人	100086379
			弁理士 高柴 忠夫
		(74) 代理人	100139686
			弁理士 鈴木 史朗
		(74) 代理人	100161702
			弁理士 橋本 宏之